Aus der Neurochirurgischen Klinik der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr.med. J.Gerlach

UNTERSUCHUNG ÜBER DIE ADHÄSION AN DER COOPER'SCHEN KÄLTESONDE NACH VERÄNDERUNG IHRER OBERFLÄCHE DURCH KUNSTSTOFFÜBERZÜGE.

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Friedrich Roller

aus Göppingen

Würzburg 1970

Aus der Neurochirurgischen Klinik der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr.med. J.Gerlach

UNTERSUCHUNG ÜBER DIE ADHÄSION AN DER COOPER'SCHEN KÄLTESONDE NACH VERÄNDERUNG IHRER OBERFLÄCHE DURCH KUNSTSTOFFÜBERZÜGE.

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Friedrich Roller

aus Göppingen

Würzburg 1970

Referent: Professor Dr.med. J.Gerlach

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Tag der Promotion:

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	1
Fragestellung	2
Die Haftzone	3
Problemstellung	4
Experimenteller Teil	
1. Das Meßprinzip	5
2. Die Meßanordnung	5
3. Der Verlauf einer Messung	7
4. Meßergebnisse	
a.) Versuche mit einem UHU-Überzug	8
b.) Versuche mit einem Teflonfilm	9
Diskussion	9
Zusammenfassung	11
Abbildungen	12
Schrifttum	22

I. Einleitung

Die Verwendung tiefer Temperaturen bei Operationen führte zu einem neuen Teilgebiet der Chirurgie: der Cryochirurgie. Die Fortschritte im Bereich der Kältetechnik eröffneten Wege für neue Operationsmethoden und die bisherigen therapeutischen Versuche spornen zur Suche nach neuen Anwendungsmöglichkeiten unter verbesserten Bedingungen an.

Die Konstruktion einer brauchbaren Cryosonde durch COOPER [1] war eine wesentliche Voraussetzung, verschiedene Krankheiten neuartig zu behandeln. Diese Sonde stellt ein kontrollierbares System zur Anwendung extremer Kälte dar, mit dessen Hilfe physiologische Hemmung oder operative Zerstörung möglich werden [1] . Sie wurde nicht nur in Versuchsreihen an Tieren erforscht, sondern auch in vielen Fällen an Patienten erprobt, ja, bei manchen Krankheiten ist sie durch ihre überzeugenden Erfolge bereits zur Methode der Wahl bei der Behandlung geworden.
Sie findet Anwendung bei der en bloc Entfernung cerebraler Tumoren [1] , in der stereotaktischen Therapie des Parkinsonismus u.s.w. [1] , bei der Augen-Linsenextraktion [2] , bei der Retinaablösung zur Setzung einer exsudativen Entzündung [2] , bei der Entfernung von Zungentumoren [3] und in vielen anderen Fällen.
CAHAN [3] und COOPER [1] zeigen die Vorzüge der Cryosonde besonders einleuchtend an Patienten mit Rezidiven rectaler Adenocarcinome: Vom sichtbaren Tumor wird so viel wie möglich zerstört und so die obturierende Masse reduziert. Die Blutung und Schleimabsonderung werden zum Stehen gebracht und überdies durch die Einfrierung der sensiblen Nervenendigungen und - stämme die quälenden Schmerzen und Tenesmen praktisch völlig beseitigt. Wenn die Erfolge auf diesem Gebiet auch zunächst nur palliativ sein mögen, so ist ihr Wert doch aus solchen Mitteilungen ersichtlich. Einige Erscheinungen, die bei allen Operationen beobachtet wurden, sind bemerkenswert [1] :

1. Alle gesetzten Läsionen sind scharf abgesetzt und durch Abkühlzeit und Abkühltemperatur genau bestimmbar.
2. Die Operierten empfinden kaum Schmerzen, da die sensiblen Nervenendigungen ausgeschaltet werden.
3. Es treten keine nennenswerten Blutungen auf und die Thrombosegefahr ist gering.

Viele bisherige, hier nur zum Teil genannten Erfahrungen in der Cryochirurgie berechtigen zu großen Hoffnungen für die operative Therapie und legen eine intensive Erforschung vorallem der Grundlagen nahe.

II. Fragestellung.

Während bei einigen Operationen, wie bei der Augenlinsenextraktion oder der Exstirpation kleinerer Gehirntumoren, eine große Adhäsion zwischen der Cryosonde und dem zu entfernenden Gewebe zu wünschen ist, wäre in vielen anderen Fällen eine geringere Haftung günstiger.
Um in Tumoren sichere Nekrosen zu setzen, müssen bei der Abkühlung Temperaturen von mindestens -80 Grad C erreicht werden[3]. In diesem Kältebereich besteht eine überaus starke Haftung sowohl bei der Kontaktkühlung, bei welcher die Sonde auf das Gewebe gesetzt wird, als auch bei der Penetrationskühlung, wobei die Sonde in das Gewebe eintaucht. Problematisch sind also große Tumorflächen oder -massen, da bei einer Abkühlung entsprechend dem Durchmesser der Sondenspitze, der Abkühlzeit und der Abkühltemperatur nur begrenzte Bezirke erfaßt werden können und die Sonde mehrmals angesetzt werden muß, um den ganzen Tumor zu zerstören. Grobe Verletzungen des Tumorgewebes mit all ihren Gefahren können nur vermieden werden, wenn die Sondenspitze auf 0°C erwärmt wird, denn erst dann ist ein freies Abheben vom Gewebe möglich. Dieser Vorgang dauert einige Minuten[4].

Zwar wurden inzwischen Cryosonden mit Erwärmsystemen konstruiert, doch auch hier beträgt die Aufwärmzeit bis zu 0°C mindestens eine Minute [3] . Außerdem scheint hier das spontane Auftauen des Gewebes nicht gewährleistet zu sein, welches CAHAN [3] als Voraussetzung für die sichere Zerstörung von Tumoren angibt.
GERLACH, PESCHEL und PFEFFER [5] haben die Adhäsionsverhältnisse zwischen Sonde und Gewebe in Abhängigkeit von der Temperatur der Sonde und dem Wassergehalt des Gewebes untersucht. Wir wollen nun die Wechselwirkungen erforschen, die zwischen dem Gewebe und der durch verschiedene Stoffe veränderten Sondenoberfläche entstehen.

III. Die Haftzone.

Die Veränderungen in der Haftzone, dem Bereich zwischen der Sondenspitze und der Gewebsoberfläche, stehen im Mittelpunkt unserer Untersuchungen.
Zwischen dem versilberten, abgerundeten Sondenende und dem wasserhaltigen Gewebe stellt sich bei Temperaturen unter 0°C eine Haftung ein.Das ausgetretene Gewebswasser bildet nämlich eine zusammenhängende Eisschicht, die einerseits mit der Metalloberfläche, andererseits mit dem Gewebe innig verbunden ist. Die Adhäsionskraft zum Metall hin ist besonders groß auf Grund der starken molekularen Wechselwirkung zwischen Wasser und Metall bzw. Metalloxid, welches gewöhnlich Metalloberflächen bedeckt. Wird die Haftzone auf Zug beansprucht, so wird die Eisschicht und das Gewebe dilatiert. Die Gewebsdilatation wird klein sein, wenn das Gewebe hinreichend erstarrt ist. Der Verfestigungsgrad ist dem Wassergehalt des Gewebes proportional [5] . Dabei ist bemerkenswert, daß Gewebswasser erst um -20°C herum zu gefrieren beginnt, während eine völlige Vereisung erst bei etwa -60 °C eintritt. Diese Erscheinung ist hauptsächlich der veränderten Wasserstruktur im Gewebe, das ein grenzflächenreiches System darstellt, zuzuschreiben. Neuere Arbeiten über die Struktur des Wassers in Muskelgewebe [6] bestätigen die Befunde von DERYAGIN [7] , daß Wasser in Grenzflächennähe

nicht mehr seine gewöhnliche Struktur (Gemisch von größeren, wasserstoffbrückengebundenen Molekülaggregaten und Monomeren [8]) besitzt, sondern abweichend davon einen neuen "Aggregatzustand" ausbildet, der sich möglicherweise aus kleineren Molekülaggregaten aufbaut. Wasser in diesem Aggregatzustand hat einen erheblich tieferen Schmelzpunkt als normales Wasser [9]. Insbesondere sind hier Untersuchungen von JELLINEK [10] anzuführen, der die Grenzzone des Eises bei nicht allzu tiefen Temperaturen als flüssig ansieht. Eine Gefrierpunktserniedrigung auf Grund osmotischer Effekte der in der Gewebsflüssigkeit gelösten Teilchen ist zu klein, als daß sie maßgeblich am betrachteten Effekt beteiligt sein könnte [11]. Daß die Struktur der Haftzone im System Gewebe/Metall eine Änderung erfährt, wenn die Metalloberfläche hydrophobiert wird, wies insbesondere ROLLER, H. [12] nach. Die Wechselwirkung des Wassers mit einer hydrophoben Festkörperoberfläche ist bekanntlicherweise kleiner als die mit einer hydrophilen Oberfläche [13]. Dieser Befund scheint auch auf die gesamte dünne Eis- bzw. Wasserschicht übertragbar zu sein, die der Metalloberfläche direkt anhaftet. Die Störung der Wasserstruktur ist im Falle einer hydrophoben Oberfläche nicht so groß und das Schmelzgebiet der Haftzone liegt bei höheren Temperaturen.

IV. Problemstellung.

Versieht man das Ende der Kältesonde mit einem Film aus Paraffin oder Stearinsäure, wie es von ROLLER, H. [12] durchgeführt wurde, so erscheint als Parameter hauptsächlich der Grad der Hydrophobie der Sondenspitze, der z.B. durch Messung des Kontaktwinkels der hydrophobierten Metalloberfläche gegen Wasser bestimmbar ist. Die Frage, wie sich bei gegebener Hydrophobierung die Festigkeit der Haftzone ändert, wenn die Rauhigkeit der hydrophobierten

Oberfläche gewechselt wird, konnte bisher noch nicht beantwortet werden.
Es wurden daher im folgenden Versuche mit einer Kältesonde unternommen, die mit einem hydrophoben Überzug versehen wird, der eine andersartige Rauhigkeit besitzt wie die Sondenoberfläche selbst.

V. Experimenteller Teil.

1. Das Meßprinzip

Meßprinzip und Meßanordnung sind dieselben wie bei der Arbeit von GERLACH, PESCHEL und PFEFFER, um bei kontinuierlichen Untersuchungen vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Die Cryosonde wird mit ihrem kugeligen Ende senkrecht von oben auf das Gewebe gesetzt (Abb. 1) . Eine Verkantung der Sonde gegenüber dem Gewebe kann nicht stattfinden. Läßt man auf das eingefrorene Gewebe senkrecht von unten eine Zugkraft wirken, so erfolgt eine Dilatation, die nach dem Hooke'schen Gesetz der Zugkraft proportional ist. Es ist jedoch zu beachten, daß nur im Bereich A der Haftzone (Abb. 1) eine reine Streckung erfolgt, während nach oben zunehmend zu den Punkten B eine Scherung stattfindet. (Abb.1).

Unter Verwendung von Temperatur und Zeit als Parameter wird das mechanische Verhalten der Haftzone während der Einwirkung einer konstanten Zugkraft untersucht. Dabei besteht die Haftzone, wie oben ausgeführt wurde, einmal aus den 3 Schichten Metall, Eis, vereistes Gewebe, zum andern ist das Metall von einem inerten Stoff überzogen. Die Ergebnisse werden dann verglichen.

2. Die Meßanordnung.

Als Meßinstrument benutzten wir eine zu unseren Zwecken abgewandelte Analysenwaage (Abb.2).
Auf dem rechten Waagebalken W_2 ist eine Gewebekammer GK

angebracht, der auf dem linken Waagebalken W_1 durch eine Justierschraube S_j das Gleichgewicht gehalten wird. Die Gewebekammer GK stellt einen Hohlzylinder dar, dessen Bodenradius größer als seine Höhe ist. In die Kammer GK wird eine Gewebsscheibe gleichmäßiger Dicke eingepaßt und dann die Bodenfläche so weit mit dem Zylinder zusammengeschraubt, bis sie das Gewebe leicht berührt. Im Zentrum der Deckfläche befindet sich eine Öffnung, durch welche die Sondenspitze senkrecht von oben mit dem Gewebe in Kontakt treten kann. Die Cryosonde selbst wird durch ein auf dem Waagegehäuse Gh befindliches Gerüst gehalten und kann in ihrer Richtung durch 3 senkrecht zueinander stehende Justierschrauben reguliert werden.
Will man die Sondenspitze mit dem Gewebe in innigen Kontakt bringen, so muß auf die Gewebekammer GK eine hebende Kraft KA wirken. Wie aus Abbildung 2 ersichtlich ist, kann ein Gewicht G_1 auf der linken Waagschale Wa_1 die gewünschte Kraft hervorrufen. Da sich die Gewebekammer GK jedoch in einem bestimmten Abstand vom Ende des Waagebalkens befindet, muß die effektive hebende Kraft K_A berechnet werden. Der Abstand zwischen Waagebalkenmitte und der senkrechten Achse durch die Gewebekammermitte sei f. Der Abstand von der Aufhängung der linken Waagschale Wa_1 zur Waagebalkenmitte sei g. Dann gilt für die hebende Kraft K_A :

$$\frac{G_1}{g} = \frac{K_A}{f} \quad \text{oder } K_A = \frac{f}{g} \; G_L \quad \text{oder } K_A = k' \cdot G_1 \quad (1)$$

Für k' haben wir bei unserer Anordnung f:g= 6,5:10 =0,65 berechnet.
Wenn der Abkühlvorgang beendet ist, wird auf die Gewebekammer und ihren Inhalt eine Zugkraft K_Z ausgeübt, indem man ein Gewicht G_2 auf die rechte Waagschale Wa_2 legt. Aus oben angeführten Gründen muß auch hier zunächst die effektive Zugkraft K_Z errechnet werden.

Da auch der Aufhängepunkt der rechten Waagschale Wa_2 von der Waagebalkenmitte g ist, gilt für die Zugkraft K_Z:

$$K_Z = \frac{f}{g} G_2 - k'G_1 \quad \text{oder} \quad K_Z = k' (G_2-G_1) \qquad (2)$$

Bewirkt die Zugkraft K_Z an der Haftzone eine Dilatation, so kommt es zum Sinken der rechten Waagschale Wa_2 und somit zum Zeigerausschlag. Eine Einheit an der Zeigerskala entspricht einer Dilatation von 0,019 cm.
Die Temperatur an der Sondenspitze kann durch die Zufuhr von flüssigem Stickstoff reguliert werden, welcher in einem feinen Kanalsystem an die Spitze herangebracht wird[4] .
Ebenfalls in der Spitze sind feine Thermoelemente montiert, welche Impulse an einen Thermostaten senden, der für die Aufrechterhaltung der gewählten Temperatur sorgt. Der UHU-Klebstoff wurde auf die senkrecht nach oben gehaltene Sonde aufgetropft, so daß der Stoff nach allen Seiten abfließen konnte und auf der kugeligen Spitze nur ein dünner Film verblieb.
Das Teflon wurde als Spray möglichst dünn auf die Sonde gesprüht.
Mit dem fluorierten Polyäthylen wurde im Wirbelsinterverfahren eine dünne Messingkappe überzogen. Diese Kappe wurde dann mit mäßigem Druck auf die Sondenspitze geschoben.

3. Der Verlauf einer Messung.

Als Gewebe verwendeten wir Lebergewebe von Leichen erwachsener Menschen, welches makroskopisch keinen pathologischen Befund ergab und gleich nach der Obduktion entnommen wurde. Entsprechend dem Volumen der Gewebekammer GK wurde eine gleichmäßig dicke Gewebsscheibe präpariert und eingepaßt. Die Kammer wurde anschließend verschlossen und im markierten Abstand f von der Waagebalkenmitte angebracht. Mit Hilfe der Justierschraube S_j wurde die Waage dann äquilibriert. Auf die

linke Waagschale Wa_1 legten wir ein Gewicht G_1 von 500 mg, welches nach Gleichung (1) mit einer Kraft von k'.500= 0,65.500=325 mg den gewünschten Kontakt zwischen Sondenspitze und Gewebe herstellte. Jetzt wurde 15 Minuten lang bei -80°C eingefroren und dann der Zeigerstand abgelesen. Die rechte Waagschale wurde mit einem Gewicht G_2 von 80 g belastet, was nach (2) eine effektive Zugkraft von k'.80 -0,325=51,675 g bewirkte. Nun erhöhten wir die Temperatur um 10°C pro Minute und verfolgten die über den Zeigerstand erkennbare Dilatation zwischen Sondenspitze und Gewebe bis zum Abriß. Versuche, bei denen die Sondenoberfläche nicht verändert war, führten wir regelmäßig als Kontrollversuche aus. Damit konnten wir das Verhalten der Haftzone bei Verwendung eines Teststoffes genau vergleichen. Da bei jedem Versuchspaar Gewebe von demselben Organ verwendet wurde, war es möglich, die Gewebsqualität als Ursache für unterschiedliche Ergebnisse auszuschließen.

4. Meßergebnisse.

a.) Versuche mit einem UHU-Überzug.

Abb. 3 zeigt zunächst die Dilatation der Haftzone in Abhängigkeit von Temperatur für eine nicht modifizierte Sondenspitzenoberfläche. Bei etwa -60°C wird die Dilatation deutlich und nimmt dann mit steigender Temperatur beträchtlich zu, bis bei etwa -10°C ein Abriss erfolgt. Die drei Kurven sind drei unabhängigen Messungen zuzuordnen. Ist die Sondenspitze mit einem UHU-Film überzogen, so bietet sich das Diagramm der Abb. 4 . Bereits bei -80° ist eine deutliche Dilatation der Haftzone zu erkennen. Dieser Effekt wächst mit steigender Temperatur unverhältnismäßig stark an. Die drei Kurven entsprechen wiederum unabhängigen Messungen. Der "Abriß" tritt bei ca. -20 bis -10°C auf. Der Abb. 5 ist noch zusätzlich ein repräsentatives Kurvenpaar zu entnehmen. Die eine Kurve bezieht sich auf eine Messung ohne,

die andere auf eine solche mit UHU-Film.

b.) Versuche mit einem Teflon-Film.

In einem Falle wurde eine Kappe aus Teflon gefertigt, die über das Ende der Kältesonde gezogen wurde. Im anderen Falle wurde die Sondenspitze mit einem handelsüblichen Teflon-Spray behandelt. Allerdings mußte hier aus technischen Gründen eine dickere Kältesonde verwendet werden. Abb. 6 zeigt zunächst Dilatationsmessungen für eine bestimmte Gewebeprobe mit der nicht modifizierten Sondenoberfläche. Abb. 7 entspricht einer Messung mit einer Teflon-Kappe am Sondenende. Hier ist wiederum bei Temperaturanstieg eine beträchtliche Dilatation zu erkennen. Der Abriß erfolgt bereits bei -20° bis -30°C. Abb. 8 vermittelt wiederum den Verlauf eines repräsentativen Kurvenpaares. Die Messungen der Abb. 9 wurden mit einer dickeren Kältesonde durchgeführt. Weiterhin wurde einmal wenig, das anderemal mehr Teflon-Spray auf die Sondenspitze gebracht. Im ganzen erfolgt der Abriß erst bei ca. -10°C. Dadurch, daß der Krümmungsradius des Sondenendes hier größer ist als bei anderen Messungen (siehe auch [5,12]), spielt die Scherung eine kleinere Rolle und der Abrißvorgang findet erst unter für ihn günstigeren Bedingungen, -z.B. höhere Temperatur -, statt. Es ist immerhin interessant, daß der größeren Menge aufgebrachten Teflon-Sprays die größere Dilatation entspricht.

VI. Diskussion

Der Hauptbestandteil des UHU ist ein Vinyl-Harz. Die Wechselwirkung eines solchen Filmes mit Wasser dürfte klein sein [13]. Verglichen mit den Dilatationsmessungen mit einer Kältesonde die mit Paraffin oder Stearinsäure hydrophobiert wurde [12], ist der Dilatationseffekt hier größer. Da ein UHU-Film verhältnismäßig dick auf einer Metalloberfläche aufliegt und deren Rauhigkeit durchaus herabsetzen kann, dürfte dem

letzteren Effekt eine erhebliche, wenn nicht entscheidende Bedeutung zukommen. Die geringe mechanische Haftfähigkeit der Eiskristallite an einer hinlänglich glatten Oberfläche, könnte dann zu einer entsprechend großen Dilatation führen. Geht man nur von dem Grad der Hydrophobie der Sonde aus, so wäre allerdings auch eine etwas größere Dilatation als im Falle der Messung mit einer paraffinierten Sonde [12] zu erwarten, weil der Kontaktwinkel von UHU mit Wasser,
- wegen möglicherweise in der Filmoberfläche vorhandener restlicher molekularer Gruppen mit Doppelbindungscharakter,
- kleiner sein dürfte als der im System Paraffin/Wasser.
Im Falle des kleineren Kontaktwinkels ist allgemein die Wechselwirkung der Flüssigkeit mit der Festkörperoberfläche größer als bei großen Kontaktwinkeln. Größere Wechselwirkung bedingt eine größere Störung der Wasserstruktur in Sondenoberflächennähe und einen entsprechend tiefen Schmelzbereich der Haftzone. Daß die Glattheit der Festkörperoberfläche bei Haftversuchen eine besondere Rolle spielt, machen die Versuche mit einer Teflonkappe deutlich. Teflon besitzt als durchfluorierter Kohlenwasserstoff eine besonders " niederenergetische " Oberfläche, die überaus wenig mit Wasser wechselwirkt, insbesondere weniger als eine Paraffinoberfläche [13] . Tatsächlich findet sich aber gegenüber den Messungen mit einer paraffinierten Sonde eine geringere Haftfestigkeit bei vorgegebener Temperatur vergl. [12] . Diesen Befund kann man wohl nur in dem Sinne erklären, daß die im Vergleich zur metallischen Sondenspitze größere Glätte der Teflon-Kappe eine mechanische Haftung der Eiskristallite erschwert. Die Messungen mit der dickeren Sonde sind wegen deren beträchtlichen verschiedenen Krümmungsradius mit den obigen Messungen nicht ohne weiteres vergleichbar. Interessant ist aber, daß bei Aufbringen eines dickeren Teflon-Filmes aus Teflon-Spray die Dilatation der Haftzone zunahm. Eine Interpretation dürfte in der Richtung zu suchen sein, daß bei Verwendung von wenigen Teflon-Spray der Film noch nicht zusammenhängend genug war, um eine möglichst glatte Oberfläche zu bilden, die ihrerseits die mechanische Haftung erschwert.

Bezüglich der chirurgischen Anwendbarkeit einer hydrophobierten Kältesonde ist zu sagen, daß für eine gute Haftung des Gewebes bei nicht allzutiefen Temperaturen unterhalb von 0° eine Kältesonde zu benutzen ist, die mit einer Substanz hydrophobiert ist, die mit Wasser möglichst wenig wechselwirkt. Gleichzeitig muß aber die Sondenoberfläche ein Mindestmaß an Rauhigkeit aufweisen, damit eine gute mechanische Haftung der Eiskristallite mit der Sondenoberfläche zustandekommt.

VII. Zusammenfassung.

Mittels der Cooper'schen Kältesonde und einer von GERLACH, PESCHEL und PFEFFER entwickelten Methode [5], die Kälteadhäsion am Gewebe mittels einer umgebauten Analysenwaage quantitativ zu messen, wurden Untersuchungen angestellt, um den Einfluß der Oberflächenbeschaffenheit der Sonde auf die Kältehaftung zwischen Sonde und Gewebe zu prüfen. In 14 Einzelversuchen wurde das Adhäsionsverhalten der unbehandelten Sonde mit demjenigen nach Aufbringen des Klebers "UHU" und des Kunststoffes "Teflon" verglichen. Als wesentliches Ergebnis fand sich, daß eine rauhe Sondenoberfläche die Haftung vergrößert, eine glatte sie verringert.

Legenden zu den Abbildungen

Abbildung 1: Anordnung der Haftzone Cryosonde/Gewebe (nach PFEFFER[14]).

Abbildung 2: Schema der modifizierten Analysenwaage mit angebrachter Cryosonde (nach GERLACH, PESCHEL, PFEFFER[5]).

Abbildung 3: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit der unveränderten Sonde.

Abbildung 4: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit der von einem UHU-Film überzogenen Sonde.

Abbildung 5: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit der unveränderten Sonde und mit der von einem UHU-Film überzogenen Sonde. Darstellung eines repräsentativen Kurvenpaares. Die gestrichelte Kurve entspricht der unveränderten Sonde; die ausgezogene Kurve entspricht der mit einem UHU-Film überzogenen Sonde.

Abbildung 6: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit der unveränderten Sonde.

Abbildung 7: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit der mit einer Teflonkappe versehenen Sonde.

Abbildung 8: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit der unveränderten Sonde und mit der mit einer Teflonkappe versehenen Sonde. Die gestrichelte Kurve entspricht der unveränderten Sonde; die ausgezogene Kurve entspricht der mit einer Teflonkappe versehenen Sonde.

Abbildung 9: Haftmessungen an humanem Lebergewebe mit einer dickeren Cryosonde, die einmal unverändert, einmal mit einem dünnen Teflonfilm und einmal mit einem dicken Teflonfilm überzogen ist. Die gestrichelte Kurve entspricht der unveränderten Sonde; die gepunktete Kurve entspricht der mit einem dünnen Teflonfilm überzogenen Sonde; die ausgezogene Kurve entspricht der mit einem dicken Teflonfilm überzogenen Sonde.

Abb. 1

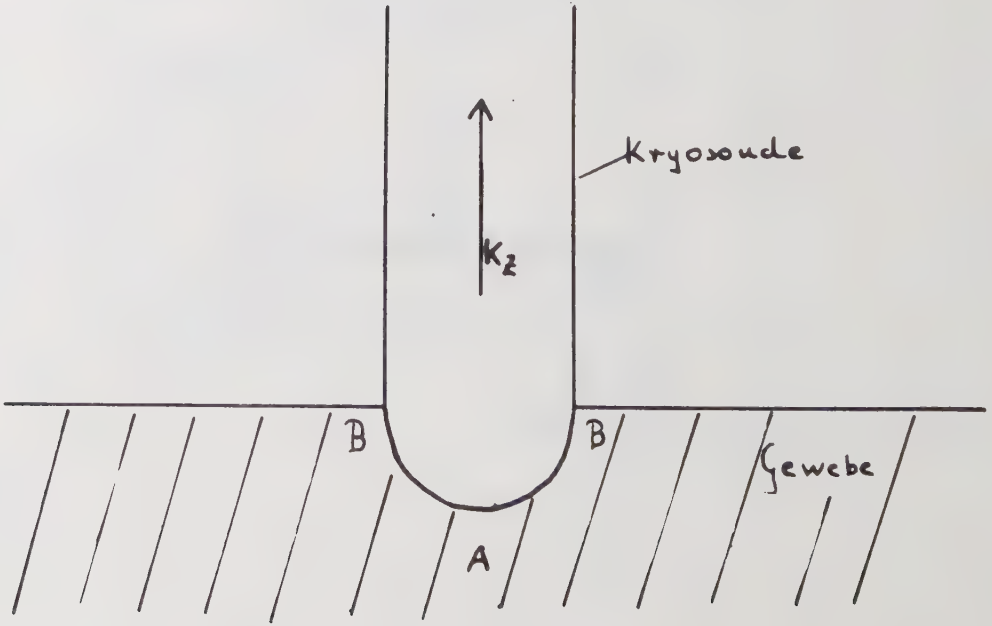
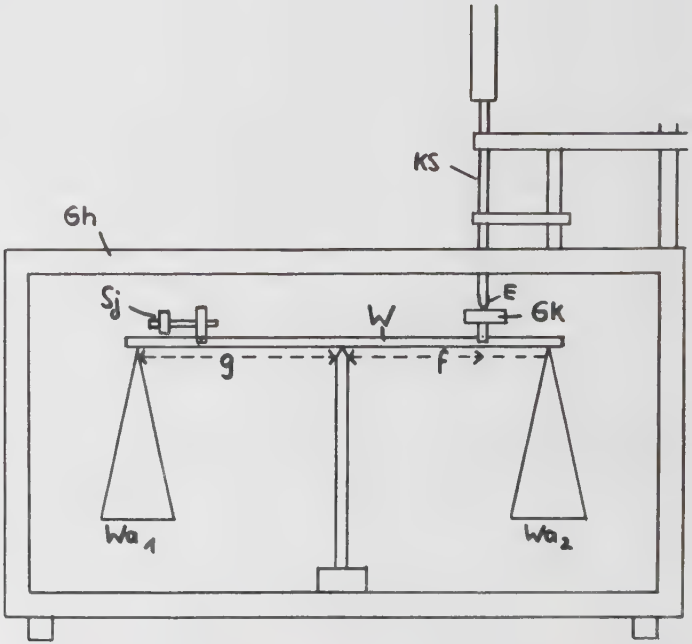


Abb. 2



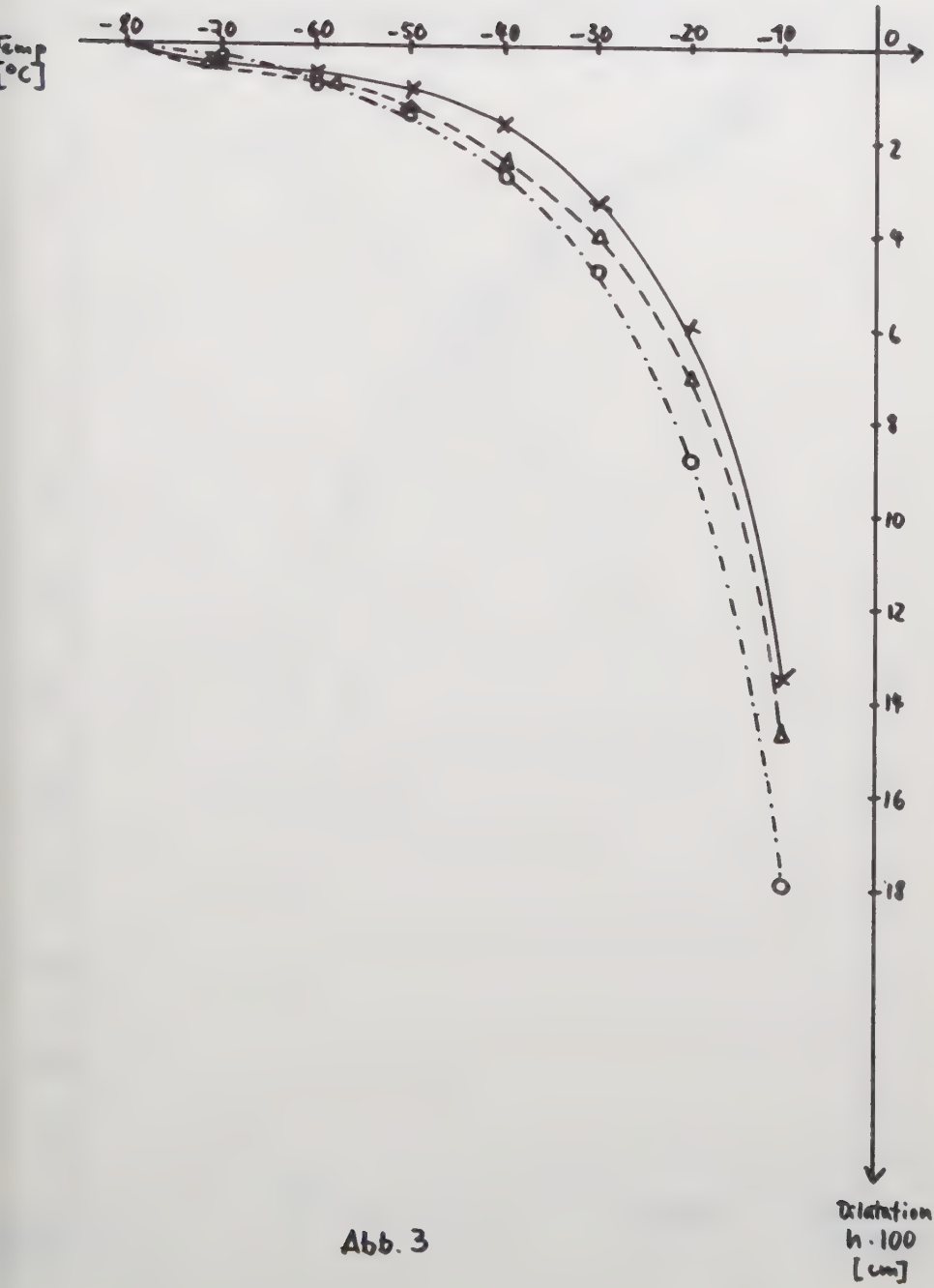

Temp [°C]
-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
Dilatation h · 100 [cm]

Abb. 3

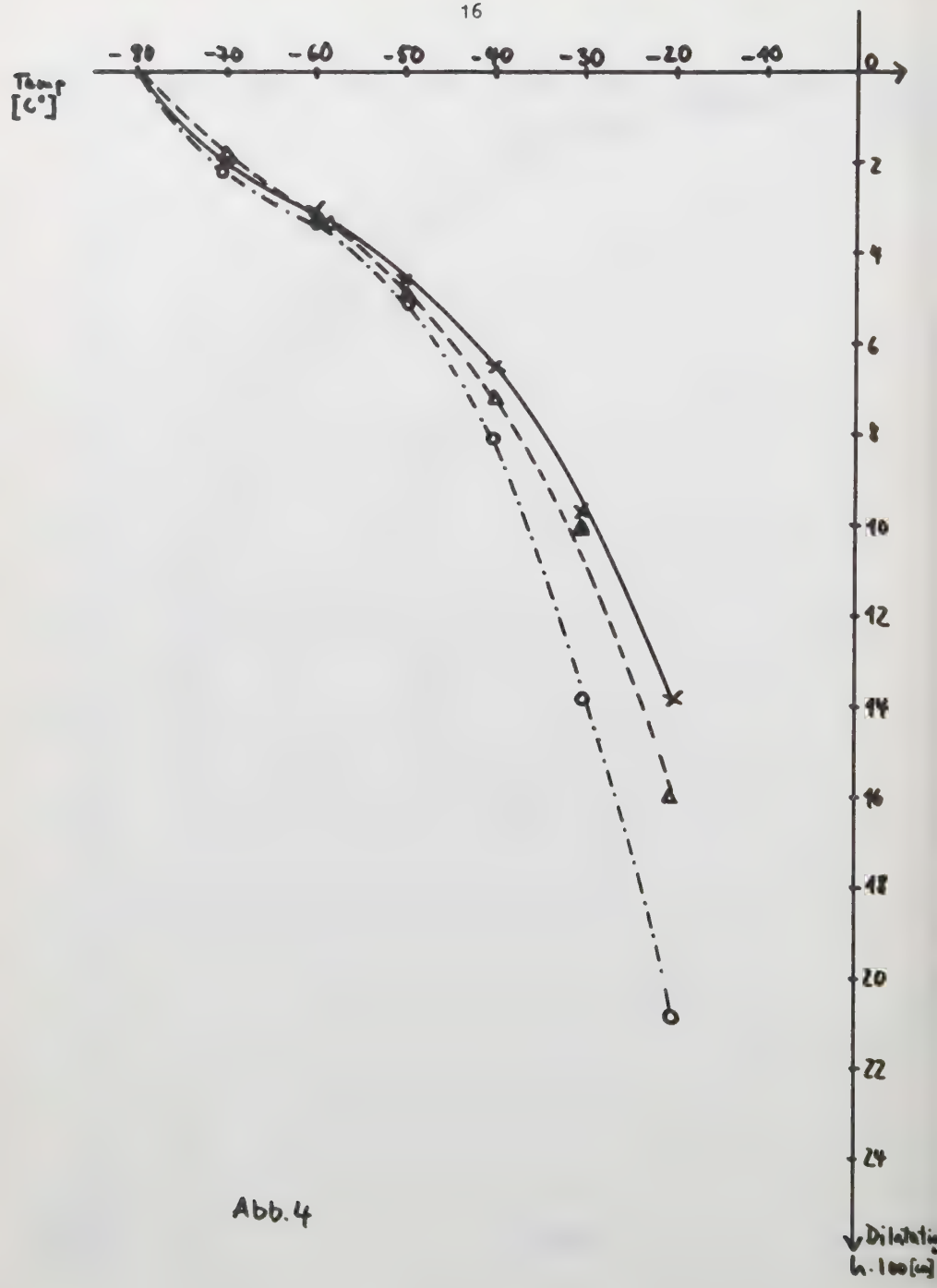


Abb. 4

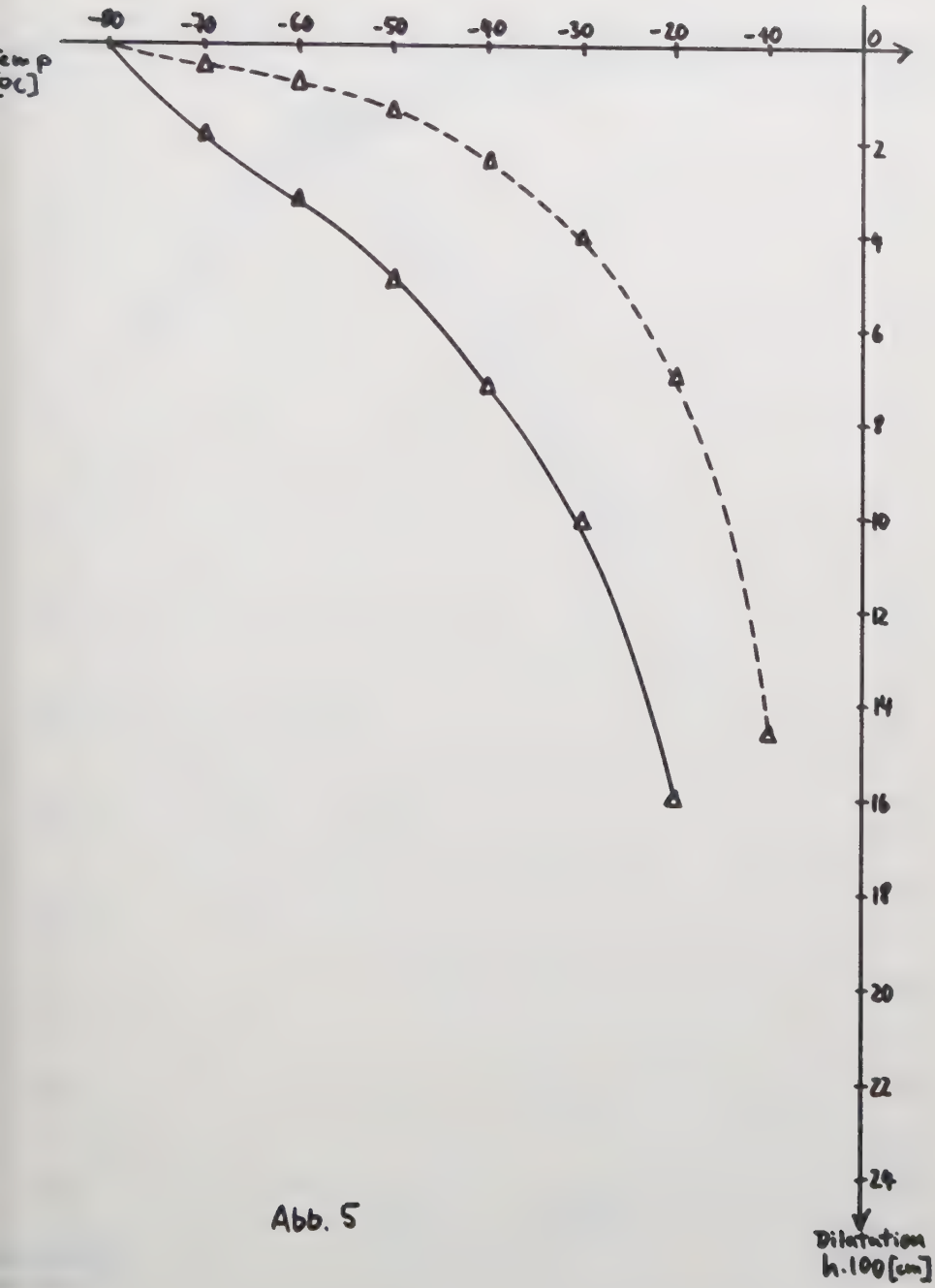

-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
22
24
Dilatation
h.100 [cm]

Abb. 5

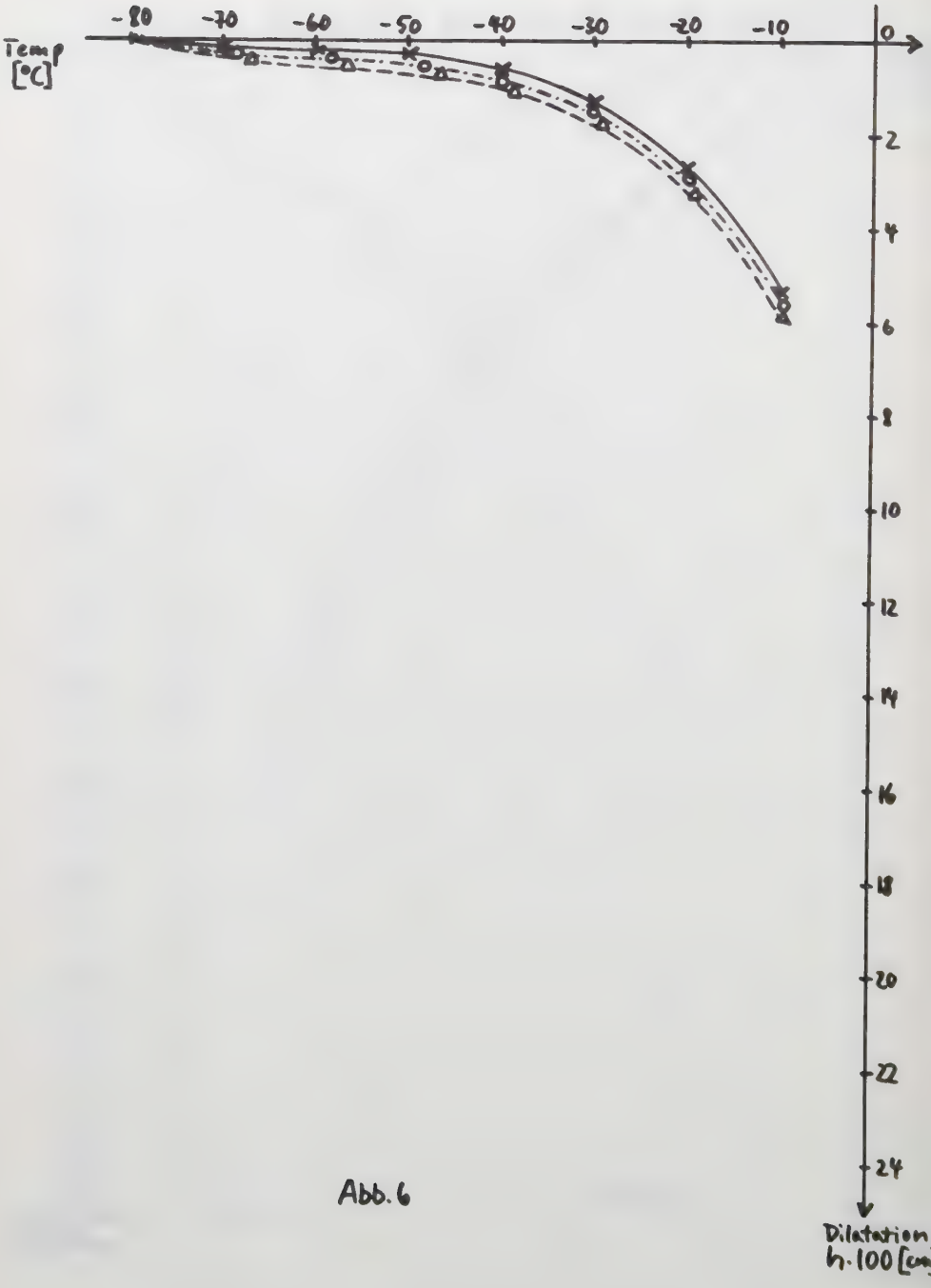

Temp
[°C]
-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
22
24
Dilatation
h·100 [cm]

Abb. 6

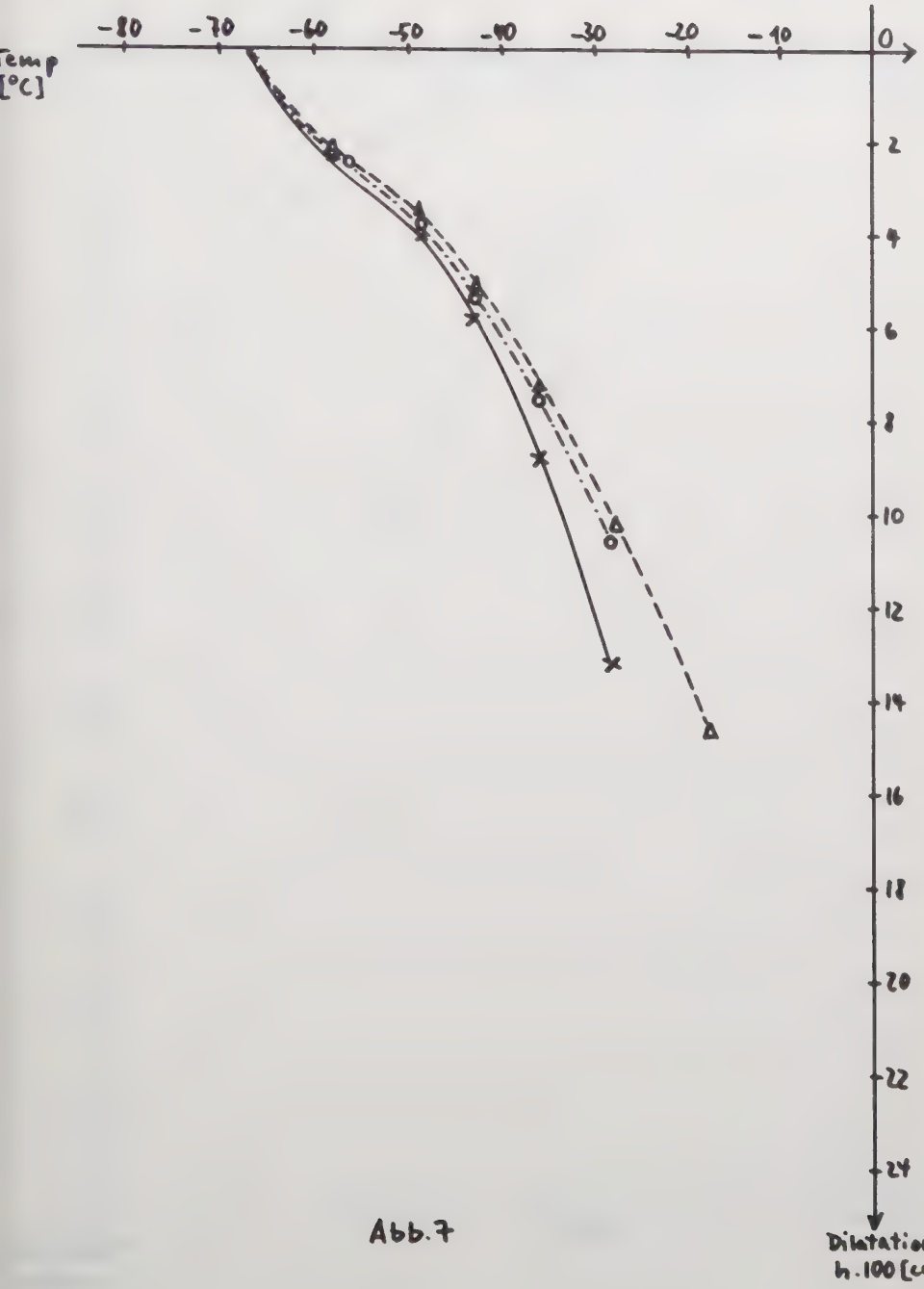

Temp [°C]
-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
22
24
Dilatation h.100 [cm]

Abb. 7

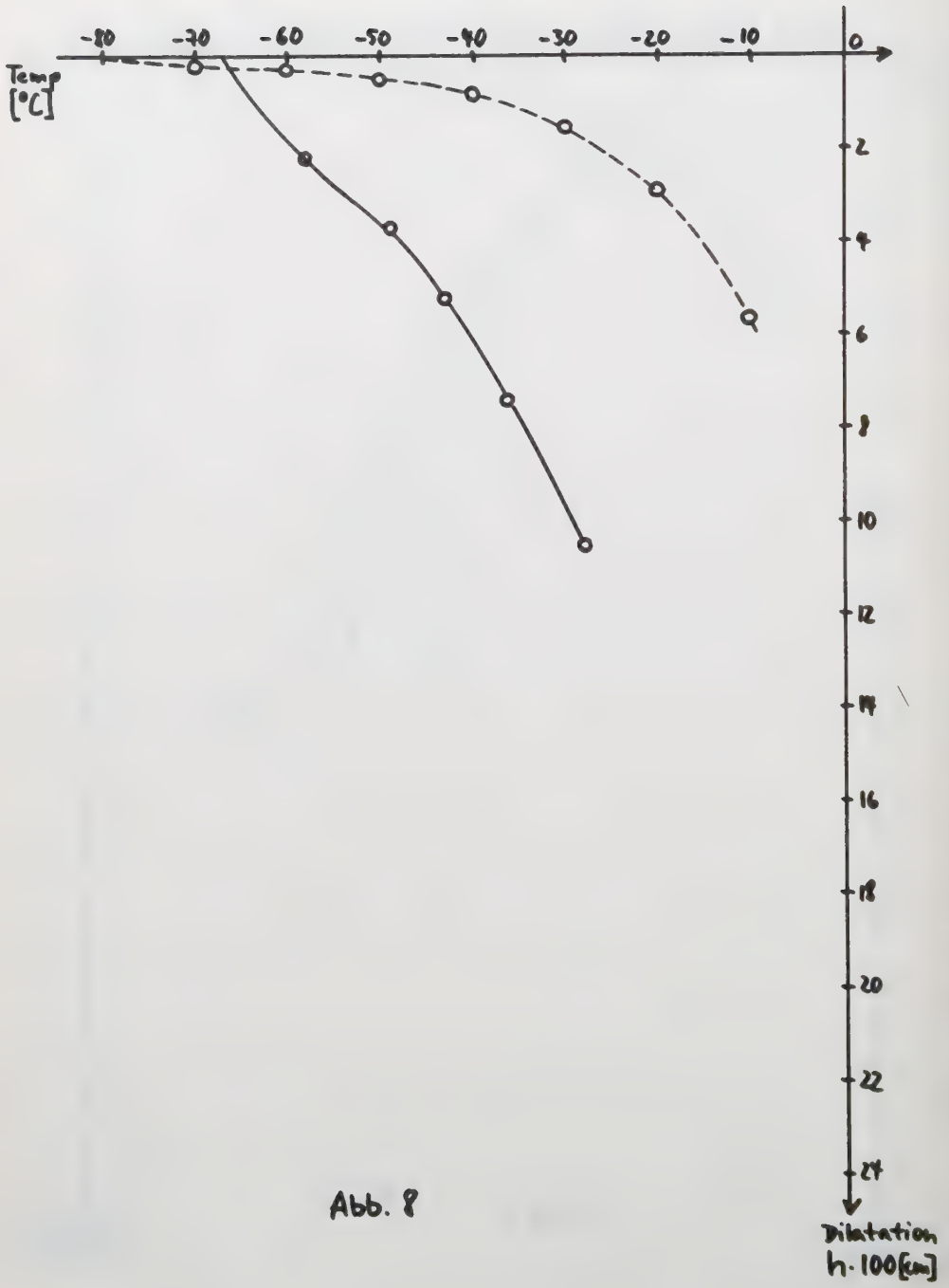

-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0
Temp
[°C]
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
22
24
Dilatation
h·100[km]

Abb. 8

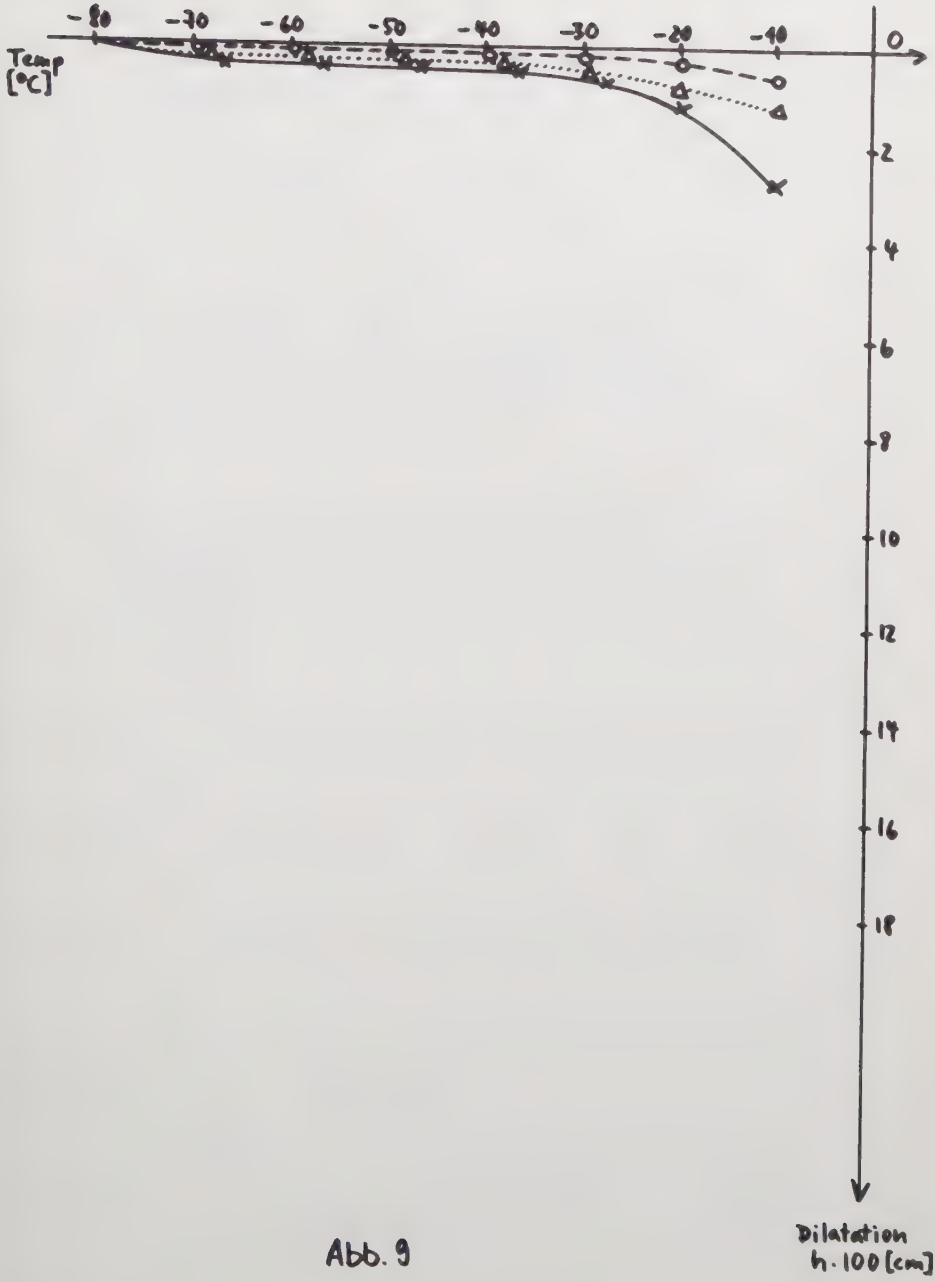

-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0
Temp
[°C]
2
4
6
8
10
12
14
16
18
Dilatation
h.100 [cm]

Abb. 9

Herrn Professor Dr.med. J.Gerlach danke ich herzlich für das Thema der Arbeit und für seine wertvollen Hinweise.

Herrn Dr.rer.nat. G.Peschel gilt mein Dank für seine ständige freundliche Diskussionsbereitschaft.

Schrifttum

1 I.S.COOPER: A new method of destructing or exstirpation of benign or malignant tissues.New Engl.J.Med.268,743-749 (1963).

2 T.KRAWAWICZ: Recent developments in ocular cryosurgery and cryotherapie.Trans.ophthalmol.Soc.U.K.85,545-551 (1965).

3 W.G.CAHAN: Cryosurgery of malignant and benign tumors. Fed.Proc.24,(suppl.15),241 (1965).

4 I.S.COOPER: Cryogenic surgery for cancer.Fed.Proc.24, (suppl.15),237 (1965).

5 J.GERLACH,G.PESCHEL und G.PFEFFER: Untersuchungen zur Gewebehaftung in der Kryochirugie.Z.ges.exp.Med.151,175-185 (1969).

6 G.F.HAZLEWOOD,B.L.NICHOLS und N.F.CHAMBERLAIN: Evidence for the existence of a minimum of two phases of ordered water in sceletal muscle.Nature 222,747-750 (1969).

7 B.V.DERYAGIN,I.G.ERSHOVA,B.V.ZHELEZNYI und N.V.CHURAEV: Thermal expansion of the structural modification of water in quartz capillaries.Dokl.Akad.Nauk SSSR Otd. Biokh.170,876-879 (1966).

8 G.NEMETHY und H.A.SCHERAGA: Structure of water and hydrophobic bonding in proteins. I. A model for the thermodynamic properties of liquid water.J.Chem.Phys.36, 3382 (1962).

9 B.V.DERYAGIN: Effect of lyophile surfaces on the properties of boundary liquid films.Discuss.Faraday Soc.42, 109 (1966).

10 H.H.G.JELLINEK: Liquidlike layers on ice.J.appl.Physiol. 32,1793 (1961).

11 LANDOIS-ROSEMANN: "Physiologie des Menschen",S.69,27.Aufl. Urban u. Schwarzenberg,München-Berlin (1955).

12 H.ROLLER: Versuche zur Erweiterung der therapeutischen Möglichkeiten der Cooper'schen Kältesonde durch eine Vergrößerung des Haftvermögens unter Hydrophobierung ihrer OberflächeDissertation,Würzburg (in Vorbereitung).

13 W.A.ZISMAN in "Relation of equilibrium contact angle to liquid and solid constitution." Advances of Chemistry, Series 43,1-51,Washington,(1964).

14 G.PFEFFER: Untersuchungen zur Gewebehaftung in der Kryochirurgie.Dissertation,Würzburg (1970).

Lebenslauf

Am 19. Oktober wurde ich als Sohn des Oberstudienrats Dr. Erich Roller und seiner Frau Elisabeth, geb. Ziegler in Göppingen geboren.
In meiner Geburtsstadt besuchte ich vom Jahr 1949 an die Schule und bestand 1963 das Abitur am Freihofgymnasium.

Im Sommersemester 1963 begann ich an der Universität Würzburg mit dem Medizinstudium. Hier legte ich im Herbst 1965 das Physikum und im Sommer 1969 das Staatsexamen ab, nachdem ich im Sommersemester 1966 an der Universität Innsbruck studiert hatte.
Am 22. August 1969 heiratete ich meine Frau Heide, geb. Rauser. Seit November 1969 bin ich in Göppingen als Medizinalassistent tätig.

Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig verfaßt und außer der angegebenen Literatur keine weiteren Hilfsmittel benutzt habe.
Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich bisher von keiner anderen Seite ein Dissertationsthema zur endgültigen Bearbeitung erhalten habe.

Friedrich Roller

Schnelldruck - Böhler, 87 Würzburg, Wirsbergstraße 10